

Strukturální změny štěpu z hamstringu způsobené fixačním materiálem a jejich vliv na biomechanické vlastnosti náhrady LCA

Structural Damage to the Hamstring Graft due to Interaction with Fixation Material and its Effect on Biomechanical Properties of ACL Reconstruction

J. KAUTZNER¹, M. DRŽÍK², M. HANDL¹, C. POVÝŠIL³, P. KOS¹, T. TRČ¹, V. HAVLAS¹

¹ Klinika dětské a dospělé ortopedie a traumatologie 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice Motol, Praha

² International Laser Center, Bratislava

³ Ústav patologie 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Všeobecné fakultní nemocnice, Praha

ABSTRACT

PURPOSE OF THE STUDY

Hamstring grafts are commonly used for ACL reconstruction. The purpose of our study is to determine the effects of the suspension fixation compared to graft cross-pinning transfixation, and the effect(s) of structural damage during the preparation of the graft on biomechanical properties of the graft.

MATERIAL AND METHODS

The design of the study is a cadaveric biomechanical laboratory study. 38 fresh-frozen human hamstring specimens from 19 cadaveric donors were used. The grafts were tested for their loading properties. One half of each specimen was suspended over a 3.3mm pin, the other half was cross-pinned by a 3.3mm pin to simulate the graft cross-pinning technique. Single impact testing was performed and the failure force, elongation and acceleration/deceleration of each graft was recorded and the loading force vs. elongation of the graft specimens was calculated. Results for suspended and cross-pinned grafts were analysed using ANOVA method, comparing the grafts from each donor.

RESULTS

The ultimate strength of a double-strand gracilis graft was 1287 ± 134 N when suspended over a pin, the strength of a cross-pinned graft was 833 ± 111 N. For double-strand semitendinosus grafts the strengths were 1883 ± 198 and 997 ± 234 N, respectively. Thus, the failure load for the cross-pinning method is only 64.7% or 52.9% for the suspension method.

DISCUSSION

Structural damage to the graft significantly reduces the graft strength. Also, extensive suturing during preparation of the graft reduces its strength.

CONCLUSIONS

Fixation methods that do not interfere with the graft's structure should be used to reduce the risk of graft failure.

Key words: ACL reconstruction, hamstring graft, biomechanical testing.

ÚVOD

Při rekonstrukci předního zkříženého vazu (PZV) jsou stále častěji využívány šlachové štěpy získané z *m. semitendinosus* a *m. gracilis* (hamstringy), využívány jsou při neanatomické i anatomické rekonstrukci a augmentaci PZV (18). Časté je jejich využití u rekonstrukce PZV u adolescentů a mladých dospělých (13). Umožňují snadný odběr a mají vyšší pevnost oproti štěpu z *ligamentum patellae* (5). Nevýhodou hamstringových štěpů je omezené hojení štěpu do kostního kanálu a zvýšené nároky na fixační materiál (1). Klinické výsledky u obou typů použitého štěpu jsou však srovnatelné (9, 14, 15). Je však známo, že biomechanické vlastnosti hamstringového štěpu použitého při rekonstrukci PZV mohou být výrazně ovlivněny použitým fixačním materiálem (1, 2) a zároveň umístěním kanálů v tibií a femuru (14).

Po rekonstrukci PZV dochází uvnitř kolenního kloubu k působení tahových sil na štěp, tyto síly jsou ovlivněny především délkou štěpu a umístěním kanálů (14). Materiál použitý k fixaci hamstringového štěpu určuje pevnost femorální fixace, je prokázáno, že optimální metodou fixace jsou závěsné techniky oproti interferenčním šroubům (11). Síly působící na hamstringový štěp závisí také na přípravě štěpu před implantací (4). V současné době však stále není dostatečně kvantifikována míra ovlivnění pevnosti štěpu u rozdílných druhů závěsné techniky fixace, přičemž by mohlo dojít k výraznému ovlivnění rizika ruptury či selhání štěpu.

Cílem této laboratorní studie na kadaverech bylo určení biomechanické pevnosti hamstringového štěpu v závislosti na působící síle a zvolené metodě fixace štěpu. Zejména byl kvantifikován rozdíl mezi technikami, které nezasahují do struktury štěpu a mezi technikami, které tuto strukturu mohou narušovat. Základní hypotéza předpokládala, že techniky narušující štěp mohou výrazně ovlivnit pevnost celého štěpu. Na základě výsledků studie je možno doporučit techniky fixace a přípravy štěpu, které zaručují nejvyšší možnou pevnost štěpu se snížením rizika ruptury a selhání štěpu.

MATERIÁL A METODIKA

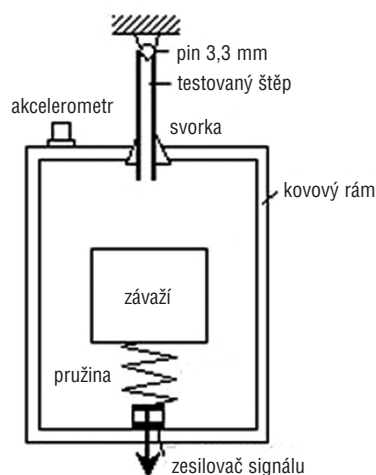
Tato studie byla koncipována jako laboratorní *in vitro* studie na humánních kadaverech. Biomechanické vlastnosti štěpu byly určeny na základě impakčního dynamického testování padajícím závažím. Princip testování se zakládá na měření síly působící ne štěp v reálném čase za současné monitorace zrychlení celého systému, ze kterého je možno s velkou přesností vypočítat postupnou elongaci štěpu až do momentu jeho selhání. Využití laserového vibrometru umožňuje odečet elongace struktury štěpu při rychle probíhajícím procesu, kterým je působení padajícího závaží. Mezní síla nutná k selhání štěpu je následně odečtena z grafu závislosti elongace na působící síle.

Ve studii byly použity čerstvě zmrazené štěpy z *m. semitendinosus* a *m. gracilis* od 19 dárců. Průměrný věk dárců byl 52 let (47–72 let). Jednotlivé štěpy byly připraveny stejným způsobem jako je tomu běžné u rekonstrukce PZV. Poté, co byla zhotovena smyčka ze štěpu, byl štěp prošíť standardní suturou nevstřebatelným materiálem (Fiberwire, Arthrex). Upravené štěpy (obr. 1), byly rozděleny do dvou testovacích skupin. Porovnán byl vždy srovnatelný štěp od stejného dárce v obou skupinách. První skupina simulovala situaci u štěpu fixovaného bez zásahu do struktury štěpu, tak jak je tomu u závěsných metod, které nezasahují do struktury štěpu (Transfix, Tightrope Arthrex, USA, nebo EndoButton, Smith&Nephew, USA). Druhá skupina simulovala upevnění štěpu, které zasahuje do struktury štěpu v místě femorálního kanálu průchodem fixačního pinu skrze šlachu hamstringu (Transfix, Mitek, USA, interferenční šrouby).

Testované štěpy byly upevněny v testovacím rámu, určenému ke zjištění biomechanické pevnosti štěpu. Tento rám byl již dříve kalibrován a využit v biomechanických testech (5). Testovací soustava sestává ze svorky na upevnění štěpu, těla rámu s upevněným zesilovačem signálu působící síly a závaží o hmotnosti 12,5 kg s připojeným akcelerometrem, které vyvíjelo testovací zátěž (obr. 2a, b). Data byla získána amplifikací signálu zesilovače za použití digitálního osciloskopu (Tektronics

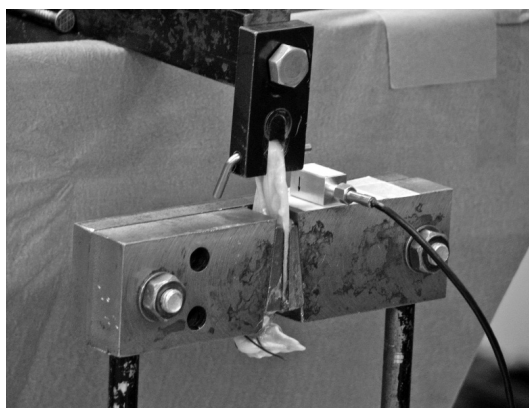


Obr. 1. Upravený hamstringový štěp *m. semitendinosus*.

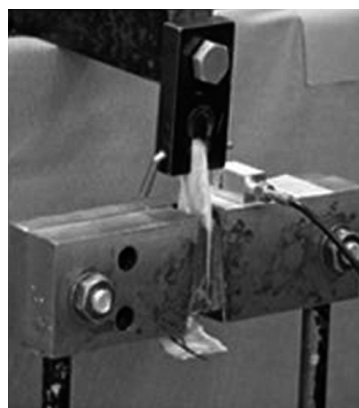


Obr. 2. Schéma testovacího zařízení a testovací zařízení během pokusu.





Obr. 3. Detailní zobrazení svorky na uchycení štěpu, patrné připojení laserového akcelerometru na testovací rám.



Obr. 4. Detail na transfixační metodu uchycení štěpu. Vlevo bez poškození štěpu, vpravo procházející strukturou štěpu.

TDS 220), který zaznamenával působící sílu a akceleraci systému během testování. Získaná data byla vyhodnocena a výsledky měření u jednotlivých skupin byly statisticky vyhodnoceny Anova metodou. Míra významnosti byla určena jako $p = 0,05$.

Upevnění testovacích štěpů v rámu bylo zajištěno speciální svorkou, která minimalizovala riziko vyklouznutí štěpu během testování (obr. 3). Druhý konec štěpu byl u první testovací skupiny upevněn zavěšením na fixační pin bez penetrace štěpu, druhá skupina byla zavěšena pomocí transfixačního pinu, který procházel strukturou štěpu (obr. 4).

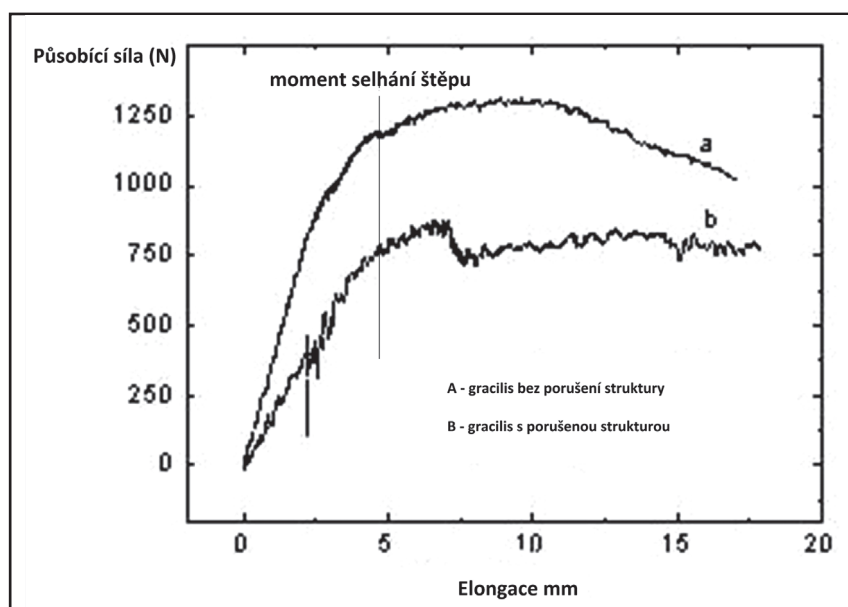
V průběhu testování byla zaznamenána akcelerace testovací soupravy při působení síly. Testovací frekvence byla určena jako 10^{-1} s, což odpovídá reálnému zatížení *in vivo* v lidském organismu (2). Na základě těchto měření byl vytvořen graf elongace testovaných štěpů v závislosti na působící síle, ze kterého byla přesně určena mezní hodnota síly nutné k selhání struktury štěpu. Takto vyvinutý testovací systém umožňuje plynulé zatížení a téměř lineární elongaci štěpu v průběhu působící síly.

Hodnoty testovací síly byly zaznamenány piezoelektrickým zesilovačem. Toto zařízení vydává elektrický signál, jehož intenzita je přímo úměrná působící síle. Při zapojení zesilovače je možno signál upravit tak, aby bylo možno působící sílu odečítat v předem nastavených intervalech při zachování velmi dobré kvality signálu. Zesilovač byl zabudován v místě působení padajícího závaží. Energie působícího závaží byla vypočtena na základě měření celkového zrychlení závaží o známé hmotnosti, které bylo měřeno laserovým Dopplerovým vibrometrem Polytec OFV-302. Tímto byly zajištěny standardní podmínky při působení závaží.

VÝSLEDKY

Na základě hodnocení působící síly v čase byly zjištěny mezní hodnoty síly pro jednotlivé testované vzorky od stejného dárce. Z grafu závislosti elongace štěpu na působící síle je patrný okamžik, kdy došlo k výrazné akceleraci testovací soustavy a selhání štěpu (obr. 5). Přesné hodnoty mezních sil získané během měření jsou uvedeny v tabulce 1. Po zhodnocení výsledků testování jsme pozorovali statisticky významný rozdíl mezi testovanými skupinami. Mezní hodnoty síly pro skupinu štěpů s neporušenou strukturou vykazovaly hodnoty o 52 % vyšší pro *m. semitendinosus* a 59 % vyšší pro *m. gracilis*. Tento rozdíl mezi testovanými skupinami byl shledán jako statisticky významný $p < 0,05$ (tab. 1).

U obou skupin testovaných štěpů docházelo v místě kontaktu s fixačním materiálem k nevratné změně struktury a obdobný efekt byl patrný v místě prošíití testovaného štěpu. Toto značí maximální koncentraci síly



Obr. 5. Graf síla/elongace štěpu. Označena mezní síla nutná k selhání štěpu.

Tab. 1. Hodnoty mezní síly nutné k selhání hamstringových štěpů *m. gracilis* a *m. semitendinosus*

	Mezní síla (N)	Poměr mezní síly nepoškozené / poškozené štěpy (%)	Tuhost štěpu (N.mm-1)
Dvojpramenný <i>m. gracilis</i> (nepoškozený)	1 287 ± 134		372 ± 37
Dvojpramenný <i>m. gracilis</i> (poškozený)	833 ± 111 [†]	64,7	171 ± 49
Dvojpramenný <i>m. semitendinosus</i> (nepoškozený)	1883 ± 198		432 ± 54
Dvojpramenný <i>m. semitendinosus</i>	997 ± 234 [†]	52,9	203 ± 46

[†] Statisticky významné snížení mezní síly (p = 0,05)

v místě poškození struktury štěpu. K selhání štěpů docházelo vždy v místě narušení struktury štěpu. V první skupině se jednalo o místo, kde končilo prošití štěpu, u druhé skupiny se jednalo o místo průchodu fixačního pinu. Z tohoto je patrné, že poškození struktury štěpu způsobuje nižší tuhost štěpu v momentu nárazu, toto lze vysvětlit větším průměrem nepoškozené části štěpu.

DISKUSE

Z hodnocení získaných výsledků vyplývá, že původní hypotéza při sestavování studie byla správná. Výsledky podporují teorii, že poškození struktury štěpu má nezanedbatelný vliv na pevnost štěpu a mezní sílu selhání štěpu. Při výraznějším zásahu do struktury štěpu dochází ke snížení jeho pevnosti až o 50 % oproti nepoškozenému štěpu. Síla působící na nativní PZV při běžné zátěži nabývá hodnot až 133 N, zatímco po rekonstrukci PZV je síla na působící na štěp vyšší a nabývá hodnot až 161 N. Při výrazné silové zátěži tyto hodnoty stoupají několikanásobně (12). Tato zjištění dokládají vyšší biomechanické nároky na použitý štěp. Zátěž působící na štěp se rovněž mění při různých metodách cílení femorálního kanálu pro rekonstrukci. Při transtibiální technice je zátěž působící na štěp významně vyšší než u nativního PZV, zatímco anteromedialní způsob cílení dosahuje lepších výsledků srovnatelných s nepoškozeným PZV (6, 17). Tyto závěry napovídají, že pro minimalizaci rizika poškození štěpu je nutno dbát na maximální šetrnost při přípravě a fixaci štěpu, zejména pak u transtibiální techniky. V naší studii jsme se zaměřili na hodnocení femorální fixace, která je více zatížena v případě volby časné pooperační rehabilitace a náhle působící síle na kolenní kloub při úrazech, zatímco dlouhodobé cyklické zatěžování více ovlivní tibiální fixaci (1, 15). Ze studií hodnotících pevnost materiálu určeného pro femorální fixaci vyplývá, že největší pevnost mají transfixační metody dosahující pevnosti nad 1200 N, dále následují závěsné a nejmenší pevnost mají interferenční šrouby. Mezní hodnota selhání interferenčních šroubů ve femuru se pohybuje okolo 888 N (10). Pokud porovnáme tyto mezní hodnoty s hodnotami naměřenými během naší studie, je patrné, že štěp s poškozenou strukturou dosahuje pevnosti menší než většina fixačních

materiálů a je tedy při působení vyšší síly na kolenní kloub náchylnější k selhání časné po operaci.

Při konstrukci testovacího zařízení bylo nutno vyřešit problém s vibrací samotného testovacího rámu, která vznikala při nárazu závaží a výrazně zvyšovala hodnoty působící síly, které neodpovídaly běžné zátěži. Při použití kompenzační pružiny byl tento efekt minimalizován a docházelo k plynulému přenosu síly v čase bez nežádoucích vibrací vycházejících z testovacího rámu. Dále bylo při testování nutno počítat s elasticitou tkáně, která výraznou měrou ovlivňuje chování biologické tkáně během zátěže, přičemž nejdříve dochází k elongaci tkáně a teprve poté k jejímu selhání. Aby bylo dosaženo hodnot zátěže při běžné chůzi, bylo použito závaží o hmotnosti působící silou 125 N. Prošití štěpu je běžně prováděno jako součást přípravy hamstringového štěpu. V rámci naší studie byly proto štěpy prošity identickým způsobem jako u přípravy štěpu při běžné rekonstrukci PZV. Je prokázáno, že prošití štěpu snižuje riziko uvolnění uvnitř kanálu, zejména pro interferenční fixační metody (3). V rámci testování docházelo u zavěšených štěpů k selhání vždy v místě sutury štěpu. Z výsledků naší studie tedy vyplývá, že prošití štěpu rovněž negativně ovlivňuje vlastnosti štěpu, a proto by se při přípravě štěpu mělo užívat pouze minimální množství šicího materiálu, či používat fixační metody, které suturu štěpu nevyžadují.

Limitací této studie je fakt, že se jedná o studii na kadavrech s čerstvě zmraženými štěpy, což může negativně ovlivňovat absolutní hodnoty pevnosti tkáně. V tomto ohledu však byly všechny štěpy ošetřeny stejným způsobem a testování bylo prováděno za standardizovaných podmínek. Testování bylo rovněž prováděno jednorázovým testem selhání a nebylo použito cyklického testování. Jednorázový test padajícím závažím simuluje úrazový mechanismus s krátkodobým působením velké síly, zatímco cyklické testování verifikuje možnost pomalého uvolnění štěpu při běžné zátěži (16). Testování bylo prováděno laboratorně, a byly sledovány pouze biomechanické vlastnosti samotného štěpu, je však známo, že *in vivo* dochází k interakci štěpu a fixačního materiálu uvnitř kostních tunelů, což může rovněž ovlivnit biomechanické vlastnosti celé soustavy. V tomto ohledu jsme však metodicky postupovali ve shodě s dalšími autory (7, 8).

ZÁVĚR

Při testování biomechanických vlastností štepů získaného ze šlachy hamstringů jsme zjistili, že jakékoliv narušení struktury štepů významně snižuje biomechanické vlastnosti štepů a zvyšuje riziko ruptury štepů. Z našich výsledků tedy vyplývá, že při rekonstrukci PZV za použití hamstringového štepů je vhodnější užití štepů, které nezasahují o strukturu štepů a nevyžadují excesivní použití sutury při jeho přípravě. Poškození struktury štepů vede ke snížení mezní síly nutné k jeho selhání až o 50 %, což může negativně ovlivnit životnost štepů, zejména při jednorázovém náhlém působení síly, jako se tomu děje při úrazových dějích.

Literatura

1. Aga C, Rasmussen MT, Smith SD, Jansson KS, Laprade RF, Engebretsen L, Wijdicks CA. Biomechanical comparison of interference screws and combination screw and sheath devices for soft tissue anterior cruciate ligament reconstruction on the tibial side. *Am J Sports Med.* 2013;41:841–848.
2. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech.* 1993;26:969–990.
3. Bravman J, Ishak C, Gelber J, Namkoong S, Jazrawi LM, Kummer FJ. The interaction between the whipstitch sutures of multi-strand ACL grafts and interference screw fixation. *Bull Hosp Jt Dis.* 2006;63:156–157.
4. Figueroa D, Calvo R, Vaisman A, Melean F, Figueroa F. Effect of tendon tensioning: an in vitro study in porcine extensor tendons. *Knee.* 2010;17:245–248.
5. Handl M, Drzik M, Cerulli G, Povýšil C, Chlpík J, Varga F, Amler E, Trč T. Reconstruction of the anterior cruciate ligament: dynamic strain evaluation of the graft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15:233–241.
6. Herbort M, Domnick C, Raschke MJ, Lenschow S, Förster T, Petersen W, Zantop T. Comparison of Knee Kinematics After Single-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction via the Medial Portal Technique With a Central Femoral Tunnel and an Eccentric Femoral Tunnel and After Anatomic Double-Bundle Reconstruction: A Human Cadaveric Study. *Am J Sports Med.* 2016;44:126–132.
7. Higano M, Tachibana Y, Sakaguchi K, Goto T, Oda H. Effects of tunnel dilation and interference screw position on the biomechanical properties of tendon graft fixation for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2013;29:1804–1810.
8. Jagodzinski M, Foerstemann T, Mall G, Krettek C, Bosch U, Paessler HH. Analysis of forces of acl reconstructions at the tunnel entrance: Is tunnel enlargement a biomechanical problem. *J Biomech.* 2005;38:23–31.
9. Kautzner J, Kos P, Hanus M, Trč T, Havlas V. A comparison of ACL reconstruction using patellar tendon versus hamstring autograft in female patients: a prospective randomised study. *Int Orthop.* 2015;39:125–130.
10. Kleweno CP, Jacir AM, Gardner TR, Ahmad CS, Levine WN. Biomechanical evaluation of anterior cruciate ligament femoral fixation techniques. *Am J Sports Med.* 2009;37:339–345.
11. Kousa P, Järvinen TL, Vihavainen M, Kannus P, Järvinen M. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction - Part I: femoral site. *Am J Sports Med.* 2003;31:174–181.
12. Li G, Papannagari R, Defrate LE, Yoo JD, Park SE, Gill TJ. Comparison of the ACL and ACL graft forces before and after ACL reconstruction. An in-vitro robotic investigation. *Acta Orthopaedica.* 2006;77:267–274.
13. Philippou T, Kautzner J, Hladký V, Štátný E, Havlas V. Zhodnocení souboru pacientů po náhradě předního zkříženého vazů v dětském a adolescentním věku. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2015;82:398–403.
14. Pinczewski LA, Lyman J, Salmon LJ, Russell VJ, Roe J, Linklater J. A 10-year comparison of anterior cruciate ligament reconstructions with hamstring tendon and patellar tendon autograft: a controlled, prospective trial. *Am J Sports Med.* 2007;35:564–74.
15. Prodromos CC, Joyce BT, Shi K, Keller BL. A meta-analysis of stability after anterior cruciate ligament reconstruction as a function of hamstring versus patellar tendon graft and fixation type. *Arthroscopy.* 2005;21:1202.
16. Stadelmaier DM, Lowe WR, Ilahi OA, Noble PC, Kohl HW 3rd. Cyclic pull-out strength of hamstring tendon graft fixation with soft tissue interference screws: influence of screw length. *Am J Sports Med.* 1999;27:778–783.
17. Wang H, Fleischli JE, Hutchinson ID, Zheng NN. Knee moment and shear force are correlated with femoral tunnel orientation after single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2014;42:2377–2385.
18. Zeman P, Sadovský P, Koudela K. Jr., Matějka T, Zeman J, Matějka J. Augmentace předního zkříženého vazů u pacientů se symptomatickou izolovanou rupturou anteromediální nebo posterolaterální porce: zhodnocení dvouletých klinických výsledků. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2015;82:296–302.

Korespondující autor:

MUDr. Jakub Kautzner, Ph.D.

Klinika dětské a dospělé ortopedie a traumatologie

2. LF UK a FN Motol

V Úvalu 84

150 06 Praha 5–Motol

E-mail: kautzner.ortho@gmail.com